سال سی و سه، شمارهٔ یک، ۱٤۰۰
DOI: 10.22067/jmme.2021.70247.1015

تغییر انتخابی استحکام فوم سلول‌بستهٔ آلیاژ Al-Si-Cu و مقایسهٔ آن با استحکام استخوان تازهٔ گوسفند *

مقاله پژوهشی

آذین آل‌صفر[۱] سید محمد حسین میرباقری[۲]

چکیده *هدف از پژوهش حاضر تهیهٔ استخوان مصنوعی از فوم سلول‌بستهٔ فلزی با استحکامی نزدیک به استخوان طبیعی است. فوم فلزی از آلیاژ A356 آمریکایی با مقادیری مشخص از فلز مس تهیه شد. با عملیات حرارتی پیرسازی روی این فوم آلومینیم آلیاژی می‌توان به استحکام‌های فشاری و جذب انرژی شکست موردنظر طراح، رسید. نتایج آنالیز میکرو سکوپ الکترونی نشان داد طی عملیات پیر سازی در دمای ١٦٥ درجهٔ سلسیوس و زمان‌های مختلف ۲، ۷، ۱۵ و ٢٤ ساعت، ذرات مس حل‌شده در دیواره‌های نازک حباب‌های جامد فوم Al-Si-Cu، توانسته‌اند با تجزیه مناطق GP غنی از مس، فازهای شبه‌پایدار و بسیار ریز θ' و θ'' را ایجاد نمایند. تعداد این فازهای شبه‌پایدار در واحد سطح، با عملیات پیرسازی افزایش می‌یابد و سبب بالا رفتن شدید استحکام استخوان مصنوعی می‌شود. برای صحت‌سنجی مقادیر استحکام فشاری و مقایسه بااستخوان تازهٔ ساق، نمونه‌های استخوان مصنوعی در زمان‌های پیرسازی فوق، تهیه شدند و همراه بااستخوان تازهٔ یک ساق کامل گوسفند، مقاومت به بارگذاری فشاری آن‌ها در کنار یکدیگر اندازه‌گیری شد و مورد مقایسه قرار گرفت. نتایج نشان داد که نمونهٔ مربوط به سیکل پیرسازی در دمای ١٦٥ درجهٔ سلسیوس به مدت‌زمان ۱۵ ساعت، به‌ترتیب دارای استحکام الاستیک و انرژی شکست ۳۱ MPa و ۱۳/٦۰MJ/m^3 نزدیک به استحکام استخوان طبیعی، ۲۳MPa و ۱۲/۰۰ MJ/m^3 است و با افزایش زمان پیرسازی بیشتر، استحکام مجدداً افت می‌کند.*

واژه‌های کلیدی فوم آلومینیم سلول بسته، استخوان مصنوعی، آلیاژ Al-Si-Cu، عملیات پیرسازی، استحکام.

مقدمه

بافت استخوان، بافتی پویا و پر عروق است [1]. استخوان‌ها وظیفهٔ ایجاد استحکام مکانیکی و تسهیل حرکت جاندار را برعهده دارند [2] این استحکام تابع عناصری هم‌چون منیزیم، کلسیم و فسفر هست [3]. بافت استخوان از ماتریکس خارج سلولی و سلول‌های استخوانی تشکیل شده‌است. ماتریکس خارج سلولی نیز از دو بخش آلی و غیر آلی تشکیل‌شده است. حدود ۲٪ استخوان از آب، ۸۸ ٪ از پروتئین و ۷۱ ٪ از مواد معدنی تشکیل‌شده‌است. بخش معدنی شامل یون‌های کلسیم، کربنات کلسیم و فسفات است. این بخش استخوان، تحت عنوان هیدروکسی آپاتیت با فرمول شیمیایی $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ شناخته می‌شود. این ماده حدوداً ٦٤ ٪ وزن استخوان را تشکیل می‌دهد به همین دلیل قدرت و سختی استخوان به وجود آن وابسته است [4]. استخوان دربرابر تنش فشاری مقاومت بالا، دربرابر تنش کششی مقاومت کمتر و دربرابر تنش‌های برشی مقاومت بسیار کمی از خود نشان می‌دهد. بخش آلی استخوان شامل فیبرهای کلاژن نوع یک، استئوپُنتین (Osteopontin) و استئوکلسین (Osteocalcin) است [4]. بااین‌که استخوان‌ها به‌طورکلی شکننده هستند اما به‌دلیل وجود کلاژن، الاستیسیتهٔ خوبی از خود نشان می‌دهند. فیبرهای کلاژن نوع یک به ماتریکس استخوان الاستیسیتی، انعطاف‌پذیری و استحکام کششی می‌بخشند [5]. استحکام بافت استخوان وابسته به حضور کلاژن و هیدروکسی آپاتیت در کنار یکدیگر است [6].

استحکام استخوان، وابسته به چگالی مواد معدنی آن است که به آن BMD (Bone Mineral Density) گفته می‌شود. فاکتورهای دیگری مانند ساختار خود استخوان، بازسازی استخوان (Bone Remodeling) و هم‌چنین کیفیت

* تاریخ دریافت مقاله ۱٤۰۰/۲/۱۵ و تاریخ پذیرش آن ۱٤۰۰/۸/۱۸ می‌باشد.
(۱) دانش‌آموختهٔ دانشکدهٔ مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه امیرکبیر تهران.
(۲) نویسندهٔ مسئول، دانشیار دانشکدهٔ مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه امیرکبیر تهران.
Email: smhmirbagheri@aut.ac.ir

استخوان بر استحکام آن تأثیرگذار است. امروزه اندازه‌گیری BMD امکان‌پذیر است و هم‌چنین برای کمی کردن مفهوم ساختار استخوان از روش‌هایی از قبیل PQCT (Peripheral Quantitative Computed Tomography) و MRI (Magnetic Resonance Imaging) استفاده می‌شود. هم‌چنین مفهوم کیفیت استخوان (Bone Quality) مفهوم دقیقی نیست و به مواردی چون هندسه و خواص مواد تشکیل‌دهندهٔ استخوان وابسته است. به همین خاطر محققان هم‌چنان به‌دنبال راهی برای کمی کردن این مفهوم‌ها هستند [7]. به‌صورت کلی، شکستن استخوان، سه دلیل اصلی دارد: ۱) وارد شدن تنش به‌طور مداوم در طی زمان طولانی، ۲) وارد شدن تنش به‌طور ناگهانی و ۳) شکستن استخوان به‌دلیل بیماری [8,9]. عموماً در مواردی که شکست استخوان منجر به تعویض استخوان شود، حوزهٔ مهندسی مواد و بیو مواد به‌عنوان ایمپلنت‌های فلزی، مطرح می‌شود. از این‌رو مهندسان مواد با تکیه بر علم مواد و مهندسی پزشکی با تکیه بر شناسایی ویژگی‌های مهندسی استخوان، تلاش دارند ایمپلنت‌های استخوانی را توسعه دهند که به خواص استخوان طبیعی بسیار نزدیک باشد [9]؛ بنابراین درزمینهٔ تولید استخوان مصنوعی به‌عنوان یک جایگزین برای استخوان‌های شکسته، تلاش‌های زیاد شده‌است و امروزه ایمپلنت‌های پایه تیتانیم، در جراحی‌های ترمیم استخوان‌های شکسته و فرسوده بسیار رایج هستند؛ ولی در مواردی هم‌چون قسمت میانی ساق پای خردشده، که نیاز به یک اتصال میانی بین دو طرف ساق کورتیکال (Cortical) پا باشد، هنوز تحقیقات ادامه دارد. جدا از جنبه‌های پزشکی، از دیدگاه مهندسی، تهیهٔ اتصالی استخوانی که بتواند تنش‌های ایجادشده در ساق پا را بین دو طرف استخوان مفصلی تحمل کند، هنوز درحال توسعه است. امروزه یکی از موارد جایگزین این اتصال مصنوعی، فوم‌های فلزی پایه منیزیم آلومینیم منیزیم و فولاد زنگ‌نزن، تیتان و امثال آن‌ها هستند. این فوم‌های آلیاژهای فلزی که عموماً به‌صورت تخلخل باز یا بسته هستند، به‌علت تخلخل و سبکی وزن و هم‌چنین نسبت استحکام به دانسیتهٔ بالا، توجه بسیاری از محققان را به‌عنوان مواد پیشرفته به خود جلب کرده‌اند [10-13].

به‌طورکلی برای تولید ایمپلنت های اورتوپدی که توانایی تحمل بار را داشته باشند، فوم‌های با تخلخل بالا، نسبت‌به فوم‌های فلزی سفت ارجحیت دارند. بیشتر بودن چقرمگی فلزهای زیست‌فعالی چون تیتانیوم، آلومینیوم و فولاد زنگ‌نزن نسبت‌به استخوان طبیعی، از دلایل اصلی استفاده از این فلزها برای تولید ایمپلنت است. تفاوت بالای چقرمگی ایمپلنت‌های فلزی و استخوان طبیعیِ اطراف آن، باعث کاهش توزیع بار در قسمتی می‌شود که استخوان وجود دارد [14] و این مهم، باز جذب استخوان پس از کاشتن ایمپلنت را به‌دنبال دارد. دلیل دیگر این است که فوم‌های فلزی ساخته شده از مواد زیست‌فعال، باعث حفظِ بیشتر خواص فیزیولوژیِ فلز موردنظر (مانند زیست‌فعال بودن و مقاومت به خوردگی بالا هنگام مواجهه با مایع داخلی بدن) می‌شود.

هم‌چنین وجود حفره‌های نیمه‌باز روی سطح خارجی ایمپلنت ساخته‌شده از فوم‌های سلول‌بسته، مکان‌های خوبی برای رشد دوبارهٔ استخوان خواهند بود و گردش خون و عبور مایع داخلی بدن به داخل ایمپلنت را ممکن می سازند. یکی از مزایای اصلی فوم‌های سلول‌بسته در مقایسه با فوم‌های سلول‌باز، چقرمگی بیشتر آن‌ها هنگام بارگذاری ضربه‌ای است. ایمپلنت‌ها تحت تأثیر بارگذاری‌های ضربه‌ایِ متفاوتی مانند تصادف، لیز خوردن، افتادن، ضربه‌های وارد بر پا هنگام دویدن و... قرار می‌گیرند. فوم‌های سلول‌بسته، به‌طورکلی جذب انرژی و مقاومت به ضربهٔ بهتری را از خود نشان می‌دهند [14,15].

برای استفاده از فوم‌های سلول‌بستهٔ پایه آلومینیومی به‌عنوان ایمپلنت های استخوان، خصوصاً از جهت زیست سازگاری با محیط بدن، به سال‌ها تحقیق و پژوهش نیاز است. بدون شک، یکی از مراحل این بررسی‌ها، مطالعهٔ خواص مکانیکی این نوع فوم‌ها و هم‌چنین مقایسهٔ آن با خواص مکانیکی استخوان طبیعی است. تا به امروز، پژوهش‌های زیادی در این خصوص انجام‌شده‌است. کلوشانی و همکاران [16] پاسخ بیومتریال‌های ساخته‌شده از

فوم‌های سلول‌بستهٔ آلومینیومی را دربرابر ضربه‌های سرعت پایین بررسی کردند. میرزاعلی و همکاران [17] برای تقلیدِ نحوهٔ سازگاری ریزساختارِ استخوان در اثر اعمال نیرو، به‌علت تشابه استخوان تورتیغه با فوم‌های سلول‌بسته، از فوم‌های سلول‌بستهٔ آلومینیومی استفاده کردند. در تحقیقی دیگر، میرزاعلی و همکاران [18] تأثیر توزیع حفرات داخلی برروی خواص الا ستیک فوم‌های سلول‌بستهٔ آلومینیومی را بررسی کردند و نتایج را با استخوان تورتیغه مقایسه کردند.

فوم‌های فلزی بر پایهٔ آلومینیم امروزه به‌نحو شگفت‌انگیزی درحال توسعه هستند و یکی از زمینه‌های تحقیقاتی در این مورد، زمینهٔ تولید استخوان مصنوعی از این فوم‌ها در بافت بدن است. چراکه باتوجه به دانسیتهٔ پایین و پوشش‌دهی توسط سرامیک‌های پزشکی به‌راحتی به دانسیتهٔ استخوان طبیعی می‌رسند و تخلخل موجود در آن‌ها باعث جذب انرژی الاستیک بالایی می‌شود که از ترک برداشتن آن ها جلوگیری می‌کنند. فوم های فلزی با تغییر ترکیب شیمیایی و عناصر آلیاژی می‌توانند به استحکام استخوان طبیعی نزدیک شوند و حتی مقدار استحکام فشاری آن‌ها به‌گونه‌ای طراحی شود که نزدیک و یا اندکی کمتر از بافت متخلخل استخوان طبیعی باشد؛ تا در حوادث فقط استخوان مصنوعی تخریب شود و استخوان طبیعی سالم بماند [19,20]. ازاین‌رو در کار پیش رو سعی شده‌است با انحلال مس در آلیاژ پایه آلومینیم و ایجاد ساختار متخلخل سلول یا حباب‌بسته، فوم فلزی تهیه شود که توسط عملیات حرارتی روی آن بتوان مقدار استحکام فشاری و جذب انرژی شکست آن را به استخوان طبیعی نزدیک نمود.

روش پژوهش

به‌منظور ساخت استخوان مصنوعی از فوم فلزی متخلخل سلول‌بسته، در قدم اول از آلیاژ A356 با ترکیب شیمیایی جدول (۱) استفاده شده و به آن بین ۳ الی ٦ درصد مس زده شده‌است. آلیاژ جدید که در اثر افزودن این مقدار کلیدی مس تهیه شده‌است، به‌راحتی قابلیت عملیات حرارتی پیرسازی را دارد؛ لذا این تحقیق در سه مرحله انجام گرفت: ۱) تهیهٔ فوم فلز سلول‌بسته، ۲) عملیات حرارتی فوم تهیه‌شده و ۳) تهیهٔ استخوان طبیعی و تازه از ساق پای گوسفند.

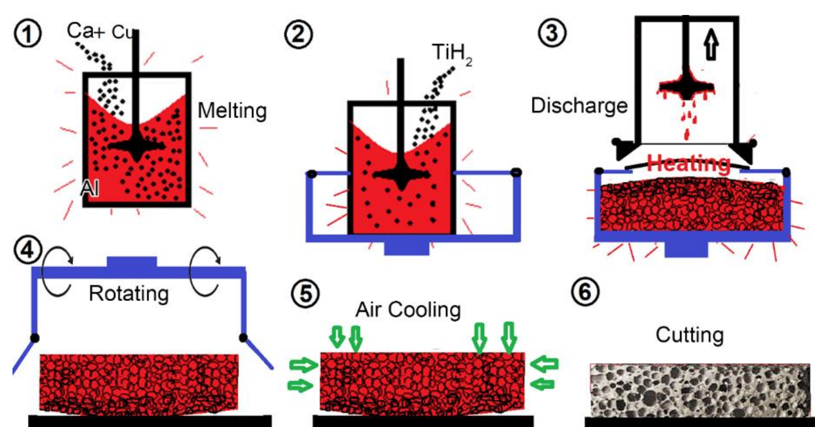
در قدم اول برای تهیهٔ فوم فلزی سلول‌بسته از آلیاژ موردنظر به‌صورت بلوک سه‌بعدی ۲۵ در ۲۵ در ۱۵ سانتی‌متر، مطابق تصاویر شکل (۱)، به‌ترتیب ابتدا مذاب A356 با افزودن ۱ درصد وزنی گرانول‌های فلز کلسیم، به‌طور قابل‌توجهی ویسکوز می‌شود. سپس مقادیر مشخص مس خالص (مس کابل برق با خلوص ۹۹/۹۸ درصد) به‌صورت تکه‌های کوچک به مذاب افزوده می‌شود و توسط یک هم‌زن گرافیتی با دور ۷۰۰ دور بر دقیقه هم‌زده می‌شود. پس از ۱۰ دقیقه هم‌زدن، مس کاملاً در مذاب حل می‌شود. سپس بلافاصله پودر TiH_2، با اندازهٔ ذرات ۵۰–٤۵ میکرون با خلوص بالای ۹۹ درصد، به مذاب آلیاژ موردنظر در دمای ٦٨٠ درجهٔ سلسیوس اضافه می‌شود و با سرعت ۱٤۰۰ دور بر دقیقه، مذاب به‌مدت ۵۰ ثانیه هم‌زده می‌شود تا این پودر حباب‌زا قبل از آزاد شدن گاز خود، در سرتاسر مذاب پخش شود. در قدم بعدی مذاب، قبل از پف نمودن، از بوتهٔ هم‌زن بلافاصله به قالب مکعبی زیر آن منتقل می‌شود و با کاهش ۳۰ درجه‌ای حرارت، به‌مدت ۸ دقیقه زمان داده می‌شود تا مذاب (مانند کیک) پف کند. هنگامی‌که ارتفاع مذاب در قالب به بیش از ۲/۵ برابر برسد، قالب فلزی حاوی فوم فلزی مذاب، بدون این‌که حباب‌ها بترکند یا از بین بروند، به اتاقک خنک‌کننده منتقل و سریع سرد می‌شود. در این صورت، تمام حباب‌های مذاب فلزی به حباب‌های جامد فلزی تبدیل می‌شود و درنهایت بلوک فوم فلزی از قالب خارج و با رسیدن به دمای محیط، توسط اره به ابعاد لازم برش داده می‌شود.

در مرحلهٔ دوم از پژوهش حاضر، پس از تهیهٔ بلوک‌های بزرگ فوم A356-xwt.%Cu، منشورهایی به ابعاد نزدیک به ابعاد قسمت ساق استخوان گوسفند، برشکاری می‌شوند و در کورهٔ عملیات حرارتی قرار داده می‌شوند و مطابق سیکل شکل (۲) تحت عملیات پیرسازی در دمای ١٦٥ درجهٔ سلسیوس و زمان‌های ۲، ۷، ۱۵ و ۲٤ ساعت قرار می‌گیرند.

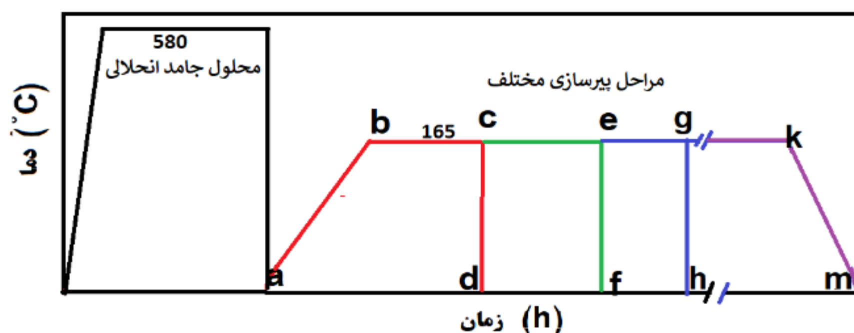
در مرحلهٔ سوم، برای تهیهٔ نمونه از استخوان ساق پای گوسفند باید ملاحظاتی را در نظر گرفت. چون ساق استخوان طبیعی کاملاً استوانه‌ای شکل با مقطع دایره نیست، باید دقیقاً ابعاد مقاطع و شیب استخوان مشخص شود؛ لذا ابتدا قسمت صاف استخوان تازهٔ پای گوسفند بریده شد و مقطع برش استخوان در بالا و پایین ساق، اندازه‌گذاری شد. شکل (۳) نمایی از برش عرضی استخوان را نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود در قسمت بالای ساق منشوری (استوانه‌ای) گوسفند، مقطع برش به هندسهٔ دایره نزدیک است و در پایین ساق، مقطع برش، بیشتر به هندسهٔ بیضی نزدیک است. طول ساق برش‌خورده حدود ۷۲ میلی‌متر است؛ لذا ساق از پایین به بالا با یک شیب بسیار کوچکی باریک شده‌است ولی این کاهش مقطع بسیار اندک است. این مطلب با نشان دادن مقطع‌های مذکور درراستای محور استخوان، در شکل (٤) به‌خوبی مشخص است. بنابراین در ساخت نمونهٔ استخوان مصنوعی از فوم فلزی موردنظر، سعی شده‌است تا این تغییر سطح مقطع با شیب اندک لحاظ شود.

جدول ۱ آنالیز ترکیب شیمیایی آلیاژ پایه آلومینیم آمریکایی A356 برحسب درصد وزنی

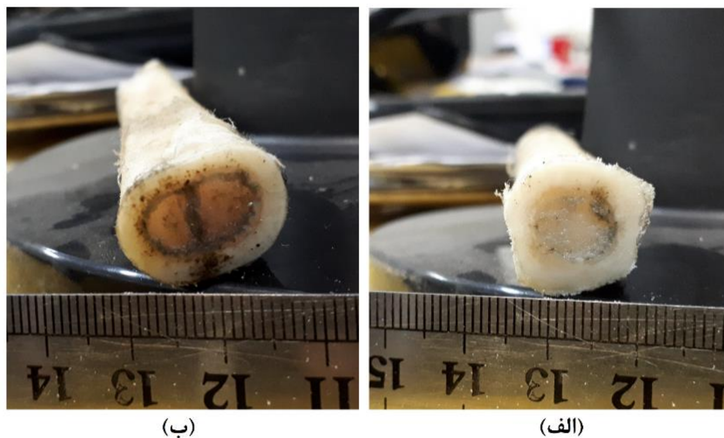
ترکیب	Si	Mg	Mn	Ti	Cu*	Fe	Zn	Al
درصد وزنی	٦/٥٥	۰/۱۱	۰/٥۰	۰/۰۲	۰/۱۰	۰/۱۲	۰/۰٥	مابقی
*)قبل از تولید فوم مقدار مس به حدود ٤/۲ درصد وزنی می‌رسد و سپس عملیات فوم‌سازی شروع می‌شود								



شکل ۱ مراحل تهیهٔ بلوک فوم آلیاژ A356+xwt%Cu به‌روش ریخته‌گری



شکل ۲ سیکل عملیات حرارتی انیل انحلالی و پیرسازی برای فوم سلول‌بسته آلیاژ A356+xwt%Cu


(ب) (الف)

شکل ۳ نمایی از مقطع برش استخوان تازهٔ ساق پای گوسفند در پایین و بالای ساق، (الف) مقطع بالای ساق که به دایره نزدیک است، (ب) مقطع پایین ساق که به بیضی نزدیک است

لازم به ذکر است برای برش مقطع عرضی استخوان، از ارهٔ نواری مجهز به لیزر استفاده شد تا مسیر برش کاملاً عمودی با شد. در این صورت، هر دو سطح برش عر ضی کاملاً موازی و نسبت‌به محور ساق استخوان، کاملاً عمود هستند. این مطلب پس از قرارگیری استخوان ساق گوسفند برش‌خورده در فک د ستگاه فشار، مشخص می شود. شکل (۵) نمایی را از قرارگیری استخوان برش‌خورده که کاملاً عمودی درراستای اعمال نیروی فک‌ها قرارگرفته‌است، نشان می‌دهد.


شکل ٤ نمایی از مقطع استخوان تازهٔ ساق پای گوسفند درراستای محور ساق، برای تشخیص شیب استخوان


شکل ۵ نمایی از قرارگیری کاملاً عمودی استخوان تازهٔ ساق پای گوسفند درراستای محور فک دستگاه فشار

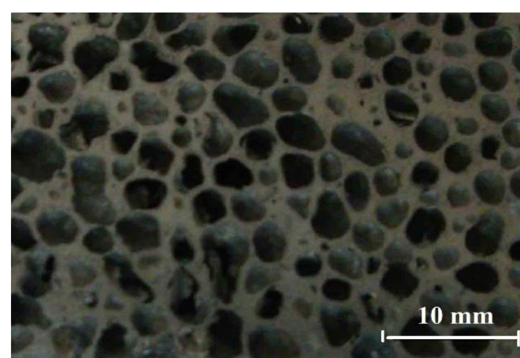
در انتها ا ستخوان م صنوعی مت شکل از نمونه‌های فومی آلومینیم A356-x wt.% Cu خام و عملیات حرارتی‌شده، متنا سب با ابعاد ا ستخوان طبیعی گو سفند ترا شکاری شد. سپس همهٔ نمونه‌های فوم فلزی (نمایندهٔ استخوان‌های مصنوعی) و هم‌چنین استخوان تازهٔ گوسفند (نمایندهٔ ا ستخوان طبیعی) تحت آزمون ف شار مطابق ا ستاندارد ISO 13314-2011 (۲۱) که مخ صوص مواد متخلخل ا ست، قرار گرفت. در این آزمون فشار تک‌محوری، سرعت حرکت فک ۲۰ میلی‌متر بر دقیقه در نظر گرفته شد.

نتایج و بحث

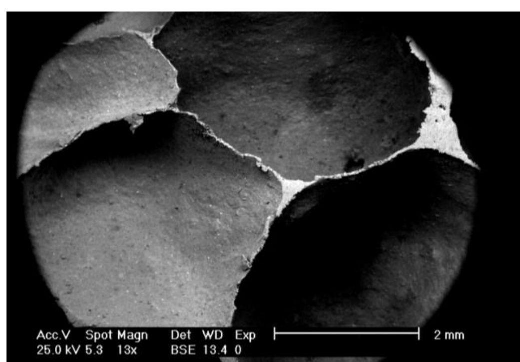
شکل (٦) تصاویری از مقطع فوم آلیاژی موردنظر را در مقیاس ماکروسکوپی و میکروسکوپی نشان می‌دهد. دانسیتهٔ فوم‌های سلول بسته، تابع تعداد حفره‌ها در واحد سطح و ضخامت دیوارهٔ حفره‌ها است. ازاین‌رو با اندازه‌گیری وزن و

سپس تعیین حجم فوم ها، دانسیتهٔ ظاهری فوم آلیاژ آلومینیومی تهیه‌شده در پژوهش حاضر، ۰/٦٧ گرم بر سانتی‌مترمکعب (با خطای حدود ۲٪) تعیین‌شده‌است. بررسی آنالیز تصویری از مقطع فوم‌ها نشان می‌دهد که تعداد حباب‌ها باتوجه به قطر آن‌ها متفاوت است. لذا ابتدا باید توزیع حباب‌ها به‌صورت آماری مشخص شود و تعداد حفره یا حباب بر واحد اینچ (برای خرید و انتخاب مهندسی فوم، دو معیار دانسیته و تعداد حفره بر واحد اینچ موردتوجه قرار می‌گیرد) مشخص شود. ازاین‌رو مقادیر عددی استحکام استخوان مصنوعی تهیه‌شده از فوم‌های فلزی، کاملاً تابع تعداد حفره بر واحد اینچ و دانسیته است.

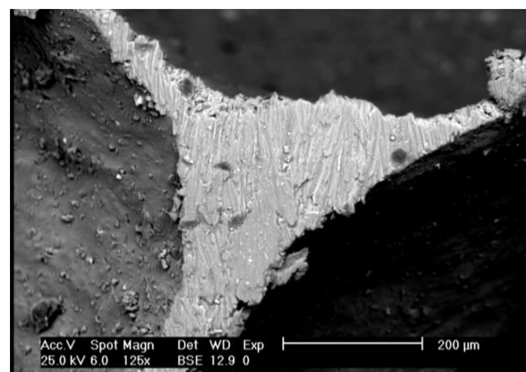
در یک آزمون آماری به‌کمک تصویربرداری از مقطع فوم‌های فلزی و قرائت آنها در نرم‌افزار J-Image می‌توان با حذف مناطق داخلی حباب‌ها، مطابق شکل (۷)، فقط یال‌ها و نقاط تماسی حباب های جامد (برش مقطع آن ها) را به‌خوبی تفکیک نمود و مساحت و قطر حباب‌ها را تک‌به‌تک محاسبه نمود. در قدم بعدی با تشخیص تعداد حباب‌ها در سطح مقطع و تعیین قطر متوسط آن ها، می‌توان توزیع حباب‌ها با محدودهٔ قطر مشخص (بین کم‌ترین قطر ۰/۵ میلی‌متر تا بیش‌ترین ٦ میلی‌متر) را به‌راحتی توسط محاسبات آماری تعیین کرد. شکل (۸) توزیع و تعداد حباب‌های جامد در واحد سطح را ، بسته به‌اندازهٔ حباب‌ها (قطر متوسط حباب) برای فوم تولیدشده در پژوهش حاضر نشان داده‌است. بنابراین با تحلیل آماری که روی اندازهٔ قطر حباب‌ها شد، می‌توان در یک برآورد کلی، قطرهای غالب حباب ها را بین ۲/۵ الی ۳/۵ میلی‌متر، برای آلیاژ A356-xCu wt.% توسعه داده‌شده در پژوهش حاضر، برآورد کرد. هم‌چنین تعداد حفره ها بر واحد اینچ یا PPI در محدودهٔ ۸–۹ PPI است و دانسیتهٔ نمونه‌های فومی مختلف نشان می‌دهد که دانسیتهٔ بین ۰/٦ الی ۰/۷ گرم بر سانت‌متر مربع متغیر است.



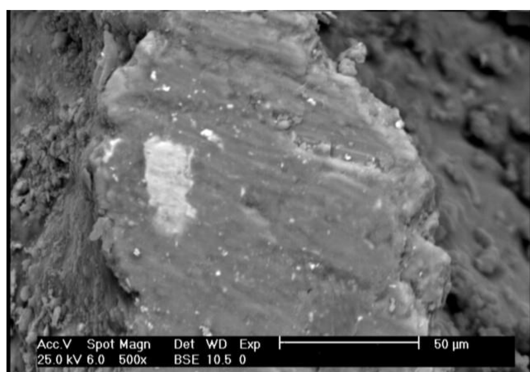
(الف)



(ب)

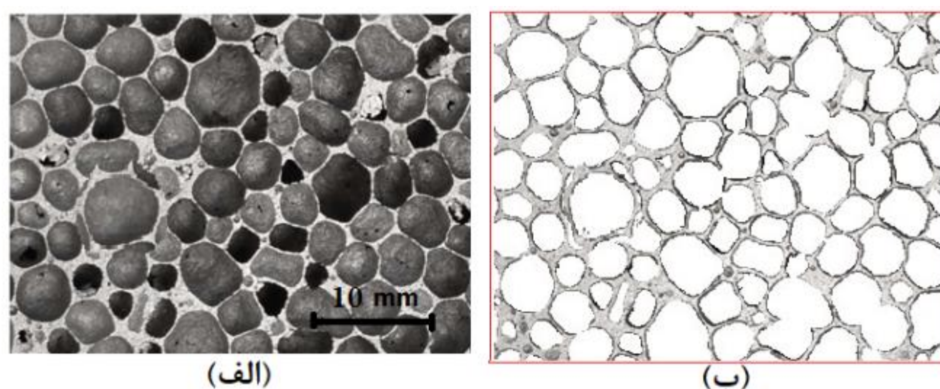


(ج)

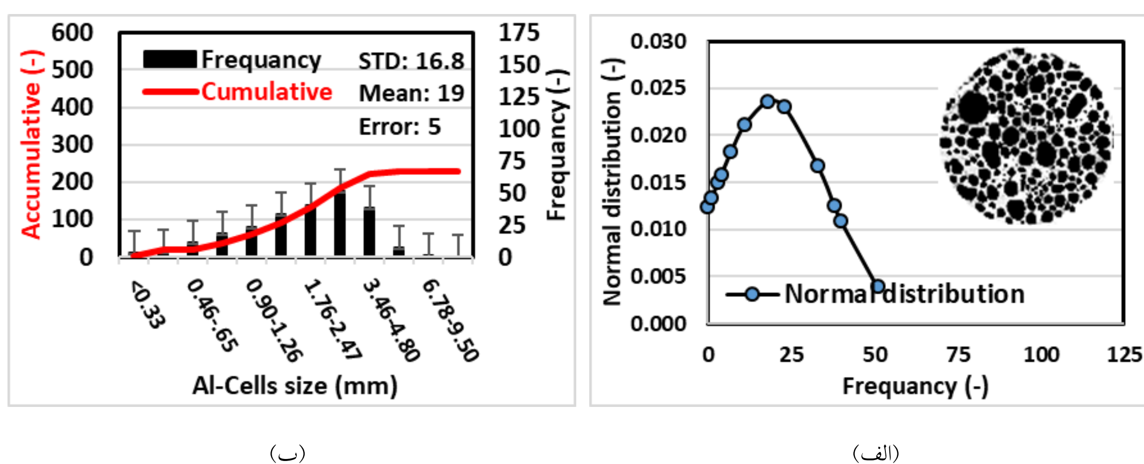


(د)

شکل ٦ مشاهدهٔ مقطع فوم آلیاژ سلول‌بستهٔ تهیه‌شده در پژوهش حاضر: (الف و ب) تصاویر ماکروسکوپی، (ج و د) تصاویر میکروسکوپی که در آن، مناطق برخورد حباب‌ها (فلات) و برش دیوارهٔ حباب‌های جامدِ تقریباً کروی مشخص است



شکل ۷ تبدیل تصاویر واقعی از مقطع برش فوم فلزی (تصاویر سمت چپ) به تصاویر مجازی (تصاویر سمت راست) ب‌کمک نرم‌افزار J-Image برای تعیین تعداد و اندازهٔ حباب‌ها و تعیین توزیع آماری آن‌ها

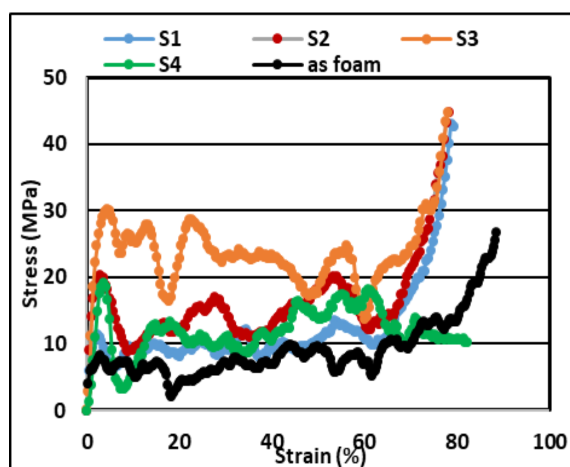


(ب) (الف)

شکل ۸ توزیع آماری حباب‌ها در سطح مقطع فوم‌های فلزی تهیه‌شده در پژوهش حاضر برای استفاده در استخوان مصنوعی (الف) توزیع نرمال حباب‌ها برحسب تعداد تکرار هر حباب، (ب) تعداد تجمعی و مجزای حباب‌ها برحسب قطر تقریبی هر حباب

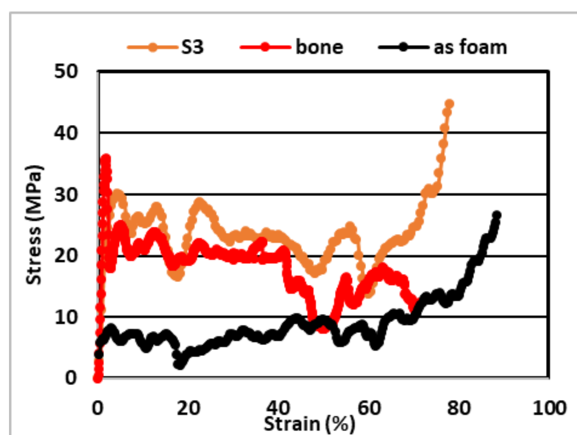
پس از مشخص شدن متغیرهای مهندسی ساختار تخلخل فوم آلیاژ A356-xwt.%Cu و باتوجه به تکرارپذیری مراحل ریخته‌گری و قرارگیری و ویژگی‌های ساختار حباب‌های فلزی این فوم در بازه‌های به‌دست‌آمده برای دانسیته و PPI، می‌توان با اطمینان، طراحی آزمون‌های مکانیکی را روی این فوم اجرا کرد؛ لذا همان‌طور که در بخش آزمون‌ها اشاره شد، نمونه‌های استخوان فومی با ابعاد ذکرشده (متناسب با ابعاد قسمت مستقیم و صاف استخوان گوسفند) طبق سیکل مندرج در شکل (۲)، تحت عملیات حرارتی پیرسازی قرار گرفتند تا اثر زمان پیرسازی در ساختار فازی فوم مشخص شود. با اعمال زمان‌های مختلف در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس، فرصت برای ایجاد فازهای شبه‌پایدار بسیار ریز نانومتری در دیواره‌های حباب‌های فوم فلزی فراهم خواهد آمد. این فازها در دیواره‌های حباب‌های جامد و هم‌چنین مناطق فلاتی از برخورد چند حباب فلزی، می‌توانند با قفل نمودن صفحات اتمی پر دانسیته، مزاحم حرکت یا لغزش صفحات اتمی شوند. لذا مقاومت به تغییر فرم پلاستیک را خودبه‌خود افزایش می‌دهند. به این منظور چهار سیکل پیرسازی مطابق شکل (۲)، یعنی به‌ترتیب سیکل‌های: ۱) abcd به‌مدت ۲ ساعت در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس و سرد شدن سریع در دمش هوا، ۲) abef به‌مدت ۷ ساعت در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس، ۳) abgh به‌مدت ۱۵ ساعت در

دمای ۱٦٥ درجهٔ سلسیوس و ٤) abkm به‌مدت ۲٤ ساعت در دمای ۱٦٥ درجهٔ سلسیوس، انتخاب شد و انجام گرفت. لازم به ذکر است در انتهای سیکل‌های ۱ الی ۳، نمونه‌های استخوان فومی فلزی سریعاً در دمش هوا، سرد می‌شدند ولی نمونهٔ سیکل ٤ در داخل کوره به‌آرامی سرد شد.



شکل ۹ منحنی‌های تنش- کرنش نمونه‌های استخوان مصنوعی با سیکل‌های مندرج در شکل (۲)

در مرحله بعد، مطابق شرایط و استاندارد بیان‌شده در قسمت آزمون‌ها، آزمون فشار روی نمونه‌های استخوان فومی خام (بدون عملیات حرارتی) و هر ٤ نمونهٔ عملیات حرارتی‌شدهٔ فوق انجام گرفت. باتوجه به سطح مقطع و طول بعد از له شدن کامل نمونه‌های فومی، منحنی‌های تنش- کرنش برای هر ٤ نمونهٔ عملیات حرارتی‌شده در شکل (۹) با کدهای S1 الی S4 به‌ترتیب برای ٤ سیکل عملیات حرارتی پیرسازی فوق، رسم شد. مقایسهٔ منحنی‌ها نشان می‌دهد که زمان ۱٥ ساعت در دمای ۱٦٥ درجهٔ سلسیوس، استحکام استخوان مصنوعی فومی را بسیار نزدیک به نمونهٔ استخوان طبیعی کرده‌است (اندکی از آن بیشتر است). اما با ادامهٔ عملیات پیرسازی به ۲٤ ساعت در این دما، استحکام مجدداً افت کرده‌است. این مطلب باتوجه به پدیده‌شناسی پیر سختی، مربوط به ایجاد فازهای پایدار سختی رسوبی است که از حالت شبه‌پایدار با سختی حداکثری به فاز پایدار (رسوب درشت‌تر) با استحکام پایین‌تر تبدیل‌شده‌اند [22,23]. بنابراین نتایج عملیات پیرسازی طبق سیکل‌های شکل (۲)، نشان داد که با افزایش زمان پیرسازی تا ۱٥ ساعت می‌توان به‌راحتی استحکام استخوان مصنوعی ساخته‌شده از فوم فلزی A356-xwt.%Cu را افزایش داد و به حد استخوان مصنوعی یا کمی بالاتر از آن، ارتقا داد. در یک قضاوت ساده از مقایسهٔ تنش تسلیم، در انتهای ناحیهٔ الاستیک که تقریباً اولین پیک منحنی تنش- کرنش نمونه‌ها در شکل (۹) است، می‌توان ادعا کرد نمونهٔ فوم بدون عملیات حرارتی حدود ۹ مگاپاسکال و نمونهٔ S1 دارای استحکام تسلیم حدود ۱۱ مگاپاسکال است. نمونه‌های S2 و S4 هر دو تقریباً دارای استحکام تسلیم ۲۰ مگاپاسکال هستند. اما نمونهٔ منتخب S3 دارای تنش تسلیم حدود ۳۱ مگاپاسکال است که از همهٔ نمونه‌های قبلی بالاتر است.



شکل ۱۰ مقایسهٔ استحکام استخوان تازهٔ ساق گوسفند، استخوان مصنوعی منتخب عملیات حرارتی‌شده (S3(abgh و استخوان مصنوعی بدون عملیات حرارتی پیرسازی

در شکل (۱۰) منحنی‌های تنش- کرنش برای سه نمونهٔ خام فومی، نمونهٔ عملیات حرارتی‌شدهٔ منتخب S3 (سیکل abgh) و نمونهٔ استخوان تازهٔ گوسفند، در کنار یکدیگر رسم شده‌اند. با مقایسهٔ این منحنی‌ها، اثر سیکل عملیات حرارتی روی افزایش استحکام استخوان‌های مصنوعی به‌خوبی دیده می‌شود. ازاین‌رو در صورت استفاده از پوشش‌های سرامیکی استخوانی مانند هیدوکسی آپاتایت روی استخوان مصنوعی فومی به‌خوبی می‌توان با تراشکاری فوم فلزی -A356

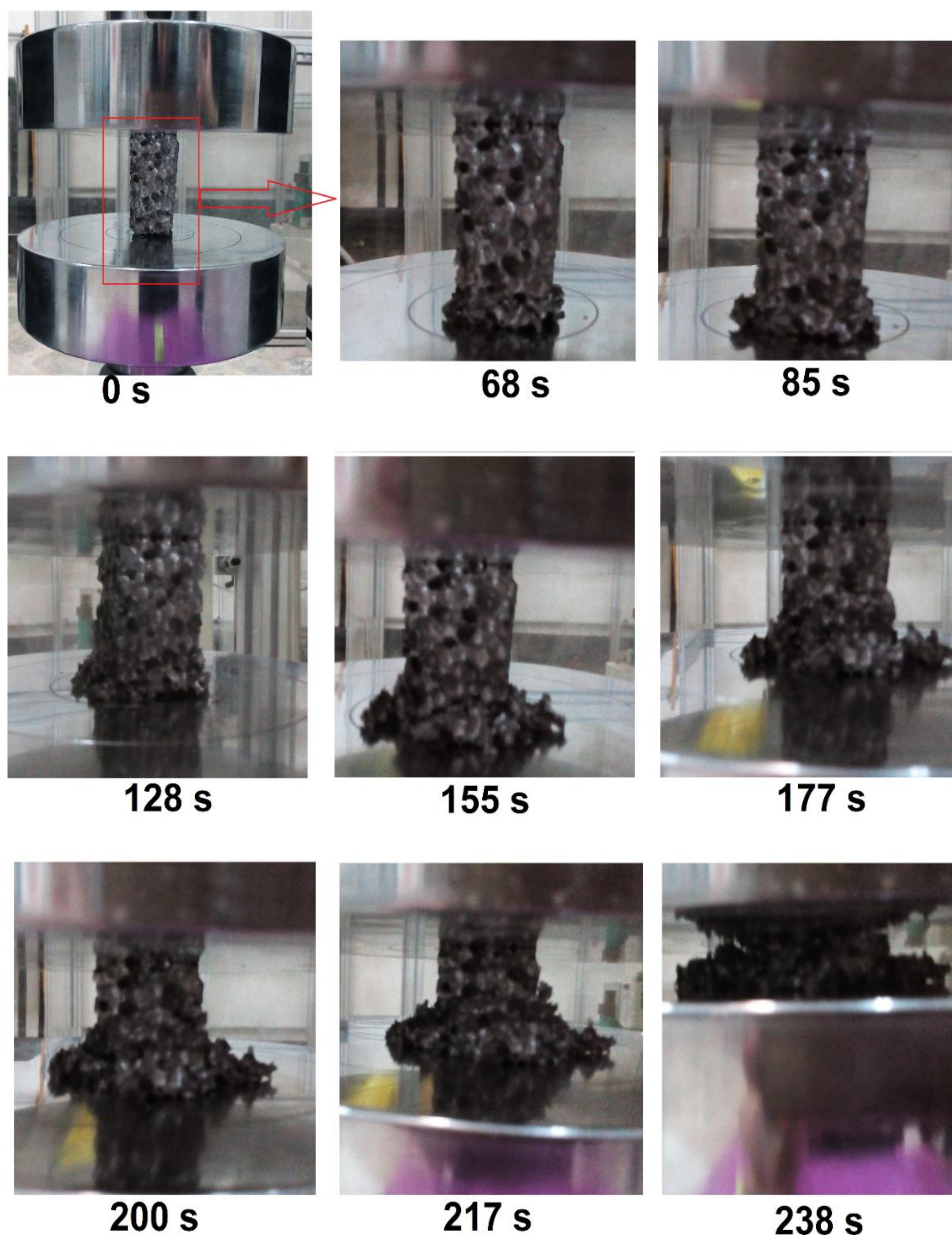
xwt.%Cu و روکش‌کاری با مواد استخوانی سازگار با بافت بدن، استخوانی مصنوعی با استحکامی دقیقاً مشابه استحکام نمونهٔ استخوان طبیعی، تهیه کرد.

شکل (۱۱) مراحلی از آزمون فشار طبق استاندارد ISO 13314 را روی استخوان مصنوعی A356-xwt.%Cu نشان می‌دهد. در زیر هر تصویر، زمان بارگذاری فشاری تک‌محوره ارائه‌شده‌است تا روند تغیر فرم و شکست استخوان مصنوعی با استخوان تازهٔ ساق گوسفند در شکل (۱۲) قابل‌مقایسه باشد. چند نکتهٔ بسیار مهم در شکل (۱۲) وجود دارد:

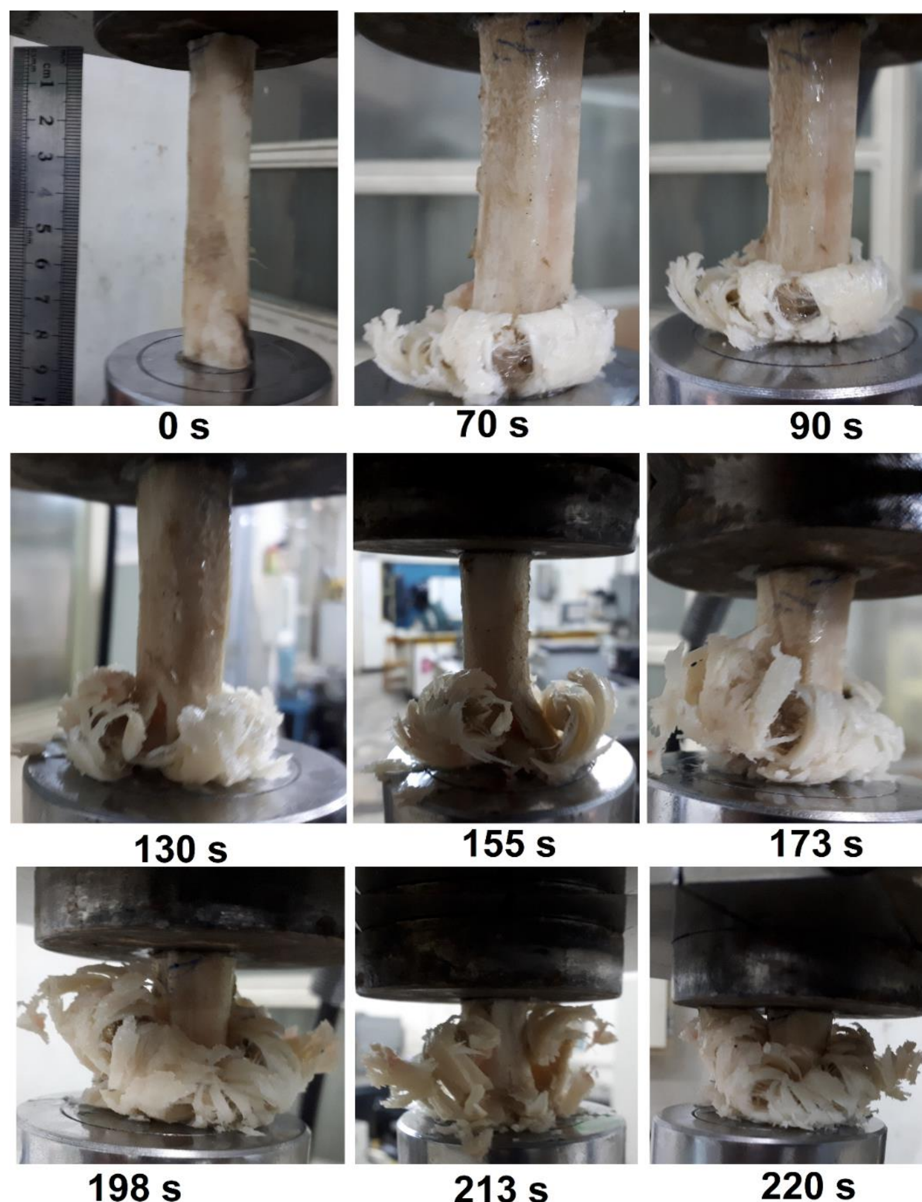
ابتدا این‌که آزمون فشاری طبق استاندارد مواد متخلخل (نه مواد چگال) روی بافت کامل ساق استخوان تازهٔ گوسفند انجام‌شده‌است [11]. در داخل استخوان کورتیکتال ساق گوسفند که بیشتر شبیه به یک لولهٔ جداره‌نازک با مقطع بیضی مانند است (شکل ۳- ب)، مغز استخوان با بافت نرمِ چربی‌مانند وجود دارد؛ لذا تراکم بافت چربیِ مغز استخوان طی آزمون فشار، باعث نفوذپذیری چربی در بافت متخلخل استخوان می‌شود و با گذر از ضخامت لوله مانند استخوان، از سطح بیرونی استخوان، به‌صورت قطرات چربی تراوش می‌کند. این نفوذ چربی در بافت سخت استخوانی، شدیداً روی مکانیزم تغییر فرم و شکست استخوان (نسبت‌به استخوان غیر تازه و فاقد مغز استخوان) تأثیر می‌گذارد. دوم این‌که این آزمون روی کل قسمت کورتیکال استخوان تازه انجام شده‌است؛ یعنی درست برخلاف بسیاری از مقالات که برش کوچکی (کوپن) از جدارهٔ ساق کورتیکال را جدا می‌کنند و آزمون فشار را (طبق استاندارد مواد چگال ASTM E9) انجام می‌دهند. در این صورت به‌علت مقیاس کوچک نمونه، به‌هیچ‌وجه اثر هندسهٔ استخوان در رفتار بارگذاری ظاهر نخواهد شد و داده‌های به‌دست‌آمده از آزمون‌ها با نتایج واقعی استحکام استخوان در بدن تفاوت خواهد داشت. لازم به ذکر است در تهیهٔ استخوان مصنوعی از فوم فلزی سلول‌بسته، اثر هندسه و تغییر سطح مقطع ساق استخوان در ارتفاع ۷۲ میلی‌متر آن درنظر گرفته‌شده‌است.

مقایسهٔ دو شکل (۱۱) و (۱۲) به‌ترتیب برای استخوان مصنوعیِ S3 و طبیعی نشان می‌دهد که تغییر فرم هر دو استخوان مصنوعی و طبیعی از فک پایین دستگاه فشار شروع می‌شود اما این‌یک الزام نیست و در بعضی نمونه‌های مصنوعی از فک بالا شروع شد. لذا شروع تغییر فرم در استخوان مصنوعی به ناهمگنی و وجود حباب‌ها در دو طرف فک دستگاه برمی‌گردد. هر طرف که ساختار حباب‌های فلزی ناهمگن‌تر و تحمل بار کم‌تری دارند، از آن‌طرف، سازهٔ استخوان مصنوعی تسلیم می‌شود و شروع به تغییر فرم می‌کند.

نکتهٔ قابل‌تأمل، نوع کاملاً متفاوت رفتار تغییر فرم و شکست دو سازهٔ استخوان مصنوعی و طبیعی در شکل‌های (۱۱) و (۱۲) است. به‌علت تازه بودن استخوان طبیعی، بافت استخوانی به ذرات ریز شکسته نمی‌شود بلکه به‌صورت طولی درراستای استخوان، ترک‌های طولی برمی‌دارد و از قسمت پایین شروع به پیچ خوردن می‌کند و به‌صورت فنری دور خود می‌چرخد (مانند تراشه‌های فنری و مارپیچ هنگام تراشکاری). لذا این مطلب به‌علت چرب بودن مغز استخوان و تازه بودن بافت تخلخل استخوان، امری طبیعی است. اما در نمونهٔ فوم فلزی یا همان استخوان مصنوعی، به‌علت ترد بودن ساختار سلول‌بستهٔ (حباب‌های جامد) فوم فلزی، ساختار فوم از پایین فک شروع به له شدن و سپس خرد شدن و در هم ریختن ساختار متخلخل می‌کند و این حالت تخریب از پایین به بالا با اعمال نیروی فشاری در مراحل بعدی فشرده شدن، به‌طور مداوم رخ می‌دهد. لذا وجود خود خرده‌های حاصل از تخریب حباب‌های فلزی، و گیرکردن آن‌ها در همدیگر، تغییر مقاومت طی فشرده شدن را سبب می‌شود. این مطلب توسط پیک‌های منحنی‌های شکل (۱۰) به‌خوبی مشخص می‌شود. زیرا در مراحل له شدن، نرخ کارسختی فوم فلزی به‌صورت ناگهانی بالا می‌رود و دوباره در مراحل بعدی افت می‌کند. از خصوصیات بارز ساختارهای فوم ترد وجود نوسانات کارسختی در محدودهٔ پلاستیک منحنی تنش- کرنش آن‌ها است [10,20] که با نتایج دیگر محققان هم‌خوانی دارد.



شکل ۱۱ روند تحمل بارگذاری فشاری روی استخوان مصنوعی در پژوهش حاضر در زمان‌های مختلف آزمون فشار تک‌محوره

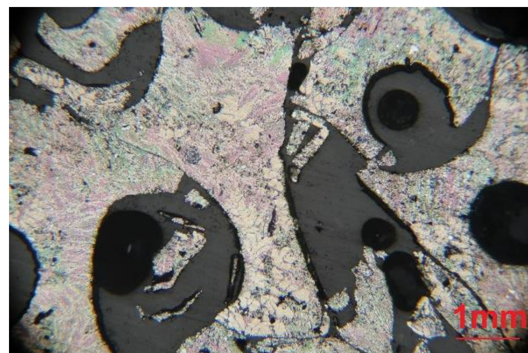


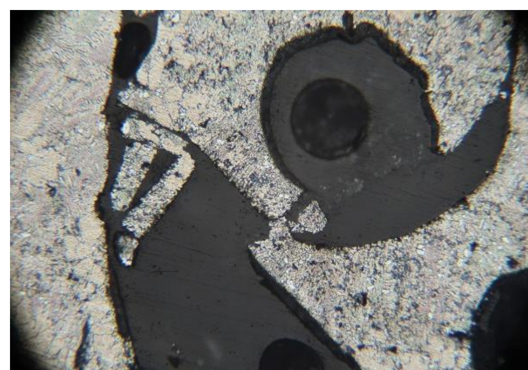
شکل ۱۲ روند تحمل بارگذاری فشاری روی نمونهٔ استخوان تازهٔ ساق گوسفند در زمان‌های مختلف آزمون فشار تک‌محوره

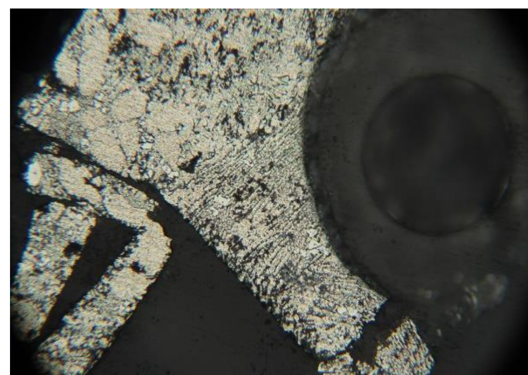
برای اثبات این ادعا، نمونه‌ای از مقطع له‌شدهٔ استخوان مصنوعی تهیه شد و آزمون متالوگرافی روی آن انجام گرفت. شکل (۱۳) نمایی از ساختار فوم له‌شده را بعد از ۲۸ درصد کرنش روی نمونهٔ S3 نشان می‌دهد. تصاویر از بالا به پایین بزرگ‌نمایی شده‌اند و به‌خوبی مشخص است که دیواره‌های حباب‌های فلزی که خردشده‌اند در داخل هم رفته‌اند و به هم‌فشار وارد می‌کنند. بنابراین متراکم شدن فوم فلزی و افزایش دانسیتهٔ آن در طی تغییر فرم با این تصاویر به‌خوبی مشخص می‌شود.

در شکل (١٤) ساختار متالوگرافی همین نمونه بعد از ۵۵٪ کرنش نشان داده‌شده‌است. حالت تغییر فرم و سیلان متریال فلزی تا حدودی نسبت‌به شکل (۱۳) مشخص‌تر است. به‌عبارت‌دیگر در این مرحله بعد از خرد شدن حباب‌ها و در هم قفل شدن ذرات خردشده، فرایند له شدن و تغییر فرم پلاستیک رخ‌داده‌است. ازاین‌رو در انتهای منحنی تنش- کرنشِ نمونه‌های استخوان مصنوعی، مقدار تنش با شیب

زیادی بالا می‌رود (کارسختی شدید در مراحل نهایی تغییر فرم).



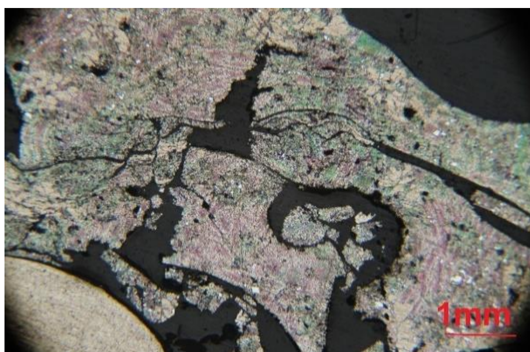


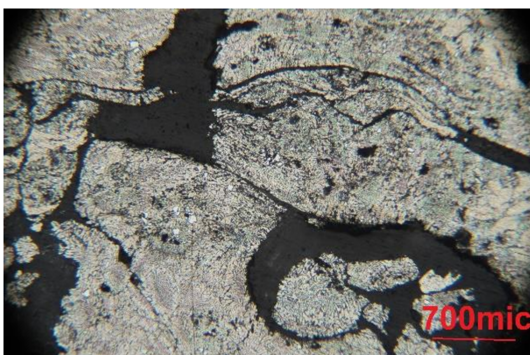


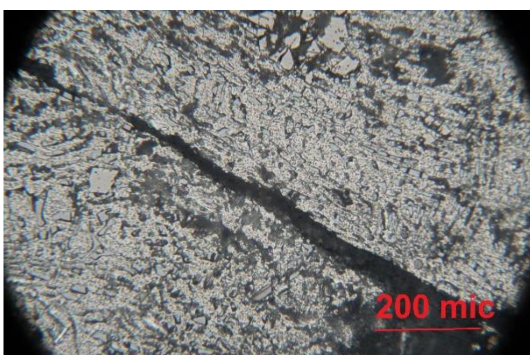
شکل ۱۳ متالوگرافی ساختار استخوان مصنوعی پس از آزمون فشار و خرد شدن حباب‌های استخوان مصنوعی (٪۲۸ کرنش)

لذا الگوی تغییر فرم در متریال استخوان مصنوعی به‌علت فلزی بودن و وجود ذرات سیلیس که سبب ترد شدن همراه با استحکام‌بخشی می‌شود، به‌مراتب با نمونهٔ استخوان طبیعی تفاوت دارد. همان‌طور که در نمودار شکل (۱۰) نیز مشاهده می‌شود؛ استخوان طبیعی، اصلاً فرایند کارسختی را (قسمت افزایش شیب تنش در انتهای منحنی تنش- کرنش) ندارد و این تفاوت اصلی رفتار استخوان طبیعی و مصنوعی توسعه داده‌شده در پژوهش حاضر است.

از طرف دیگر، افزودن نزدیک به ۵ درصد مس به آلیاژ A356 و انجام عملیات پیرسازی طبق سیکل‌های مندرج در شکل (۲)، نشان داد که نمونهٔ S3 نزدیک‌ترین استحکام و رفتار منحنی تنش- کرنش را به نمونهٔ استخوان طبیعی دارد و در نمونهٔ بدون عملیات حرارتی اگرچه میزان کارسختی قسمت انتهای منحنی تنش- کرنش آن صعودی نیست و بسیار شبیه استخوان طبیعی است؛ ولی استحکام آن پایین‌تر از نمونه‌های پیرسازی شده‌است.







شکل ١٤ متالوگرافی ساختار استخوان مصنوعی پس از آزمون فشار و له شدن حباب‌های استخوان مصنوعی (٪۵۵ کرنش)

برای بررسی استحکام نمونهٔ S3 نسبت‌به سایر نمونه‌ها و هم‌چنین نمونهٔ بدون عملیات حرارتی، به‌کمک میکروسکوپ الکترونی از نمونه‌های متالوگرافی استخوان مصنوعی (بعد از پوشش‌دهی با طلا) تصاویر SEM گرفته شد. این تصاویر از منطقهٔ فلاتی بین حباب‌ها، همانند شکل (٦-د)، در مد تفرق اشعهٔ X تهیه شده‌است تا بتوان توزیع عنصری را درزمینهٔ و فازهایی که در محل برخورد حباب‌ها یا جدارهٔ حباب‌ها وجود دارند، به‌دست آورد. شکل (۱۵) نمایی از این آنالیز عنصری را برای نمونهٔه استخوان مصنوعی بدون عملیات حرارتی (در ناحیهٔ فلاتی برخورد حباب‌ها) نشان می‌دهد. باتوجه به این‌که طی فرایند ریخته‌گری، از پودر TiH_2 به‌عنوان عمل حباب‌زا استفاده‌شده‌است، در تصویر (۱۵- الف و ب)، به‌خوبی مشخص است که لکهٔ سفیدرنگ، اثر پودر TiH_2 است و آنالیز عنصری در تصویر(۱۵- د) به‌خوبی این مطلب را اثبات می‌کند. مقدار توزیع عنصر مس، در تصویر (۱۵-ی)، به‌علت عدم تشکیل فازهای شبه‌پایدار به نام مناطق GP بسیار جزئی است [۲۸-23]. ازاین‌رو با انجام عملیات حرارتی و ایجاد رسوبات بسیار کوچک در مقیاس نانومتری انتظار می‌رود که توزیع عنصری مس بیشتر مشهود شود.

ازاین‌رو سعی شد یک نمونهٔ شاهد از فوم فلزی -A356 xwt.%Cu به‌عنوان نمونه‌ای از استخوان مصنوعی، بعد از متالوگرافی همراه با نمونه‌هایی که عملیات حرارتی شده‌اند، در کوره قرار داده شود و به‌ترتیب بعد از زمان‌های ۲ و ۷ و ۱۵ و ٢٤ ساعت، این نمونه پولیش و به‌کمک میکروسکوپ الکترونی، آنالیز عنصری شود. توزیع عنصر مس در این نمونه مشخص می‌شود و باحالت اول (بدون عملیات حرارتی یا تصویر ۱۵- ی) مقایسه می‌شود تا ایجاد فازهای شبه‌پایدار یا مناطق GP طی فرایند پیرسازی در دمای ١٦٥ درجهٔ سلسیوس به‌خوبی مشخص شود.

به‌عبارت‌دیگر، اگر نقاط توزیع و فراوانی نقاط سفیدرنگ در تصویر (۱۵- ی)، که مربوط به نمونهٔ بدون عملیات حرارتی پیرسازی است، مبنای مقایسهٔ توزیع عنصر مس درزمینه قرار گیرد؛ طی عملیات حرارتی پیرسازی باید با تشکیل فازهای شبه‌پایدار، ابتدا مناطق GP سپس به ترتیب مناطق θ'' و θ' و نهایتاً فاز پایدار θ با ترکیب فلزی $CuAl_2$ رسوب کند [24,25]. لذا توزیع عنصر مس دقیقاً به این فازهای شبه‌پایدار و پایدار بستگی دارد و با پیوستن مس به فاز پایدار θ ، استحکام فلز به‌علت رخ دادن پدیدهٔ Over age افت می‌کند؛ زیرا توزیع عنصر مس در شبکهٔ کریستالی فازهای شبه‌پایدار GP، θ'' و θ' بسیار متفاوت از شبکه کریستالی $CuAl_2$ یا فاز تتا است [22,25].

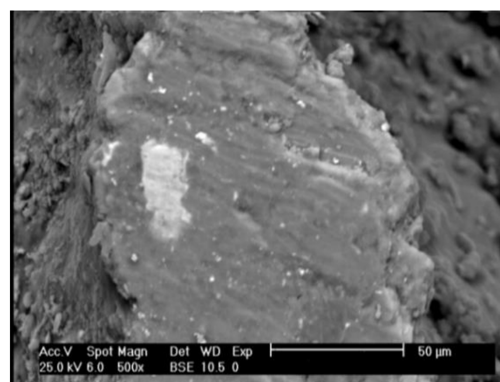
برای این منظور در شکل (۱۵) تصاویر توزیع عنصر مس به‌ترتیب برای نمونهٔ خام و سیکل‌های abcd, abef, abgh, abkm (شکل ۲) مشاهده می‌شود که برای یک نمونه با یک ترکیب اولیهٔ ثابت، ارائه شده‌است. در این شکل به توزیع نقاط سفیدرنگ که نمایندهٔ مناطق فازی شبه‌پایدار تا پایدار، طی فرایند عملیات حرارتی فوق در دمای ١٦٥ درجهٔ سلسیوس هستند، دقت کنید. در تصویر (١٦- ی)، به‌خوبی دیده می‌شود که نقاط سفید (نقشهٔ عنصری مس) تجمع یافته‌اند و نشانهٔ رسوبات درشت $CuAl_2$، که فازی پایدار است، هستند و به‌علت پیرسازی بیش‌ازحد به وجود می‌آید [۲۸-26]. ازاین‌رو سیکل ماقبل آن‌که زمان عملیات حرارتی ۱۵ ساعت است مناسب‌ترین نمونه برای استحکام حداکثری است.

به‌کمک معادلهٔ (۱) می‌توان رفتار جذب انرژی فوم و استخوان را طی بارگذاری فشاری رسم نمود و به‌راحتی در هر بازهٔ کرنشی مقایسه نمود.

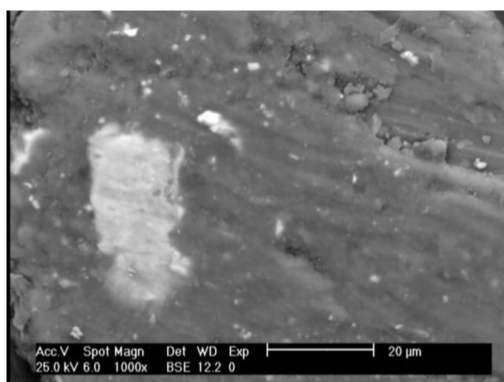
$$E_a = \int_{\varepsilon_0}^{\varepsilon_d} \frac{F.dx}{A.h_d} \qquad (۱)$$

در معادلهٔ (۱) E_a انرژی بر واحد حجم، سطح مقطع نمونه، h_d ارتفاع نمونه، F نیرو و dx مقدار جابه‌جایی در هر لحظه طی آزمون فشار تک‌محوره است. عموماً براساس منابع معتبر، مقدار جذب انرژی (E_a) تا کرنش چگالش (جایی که دانسیتهٔ فوم تقریباً به دانسیتهٔ مادهٔ چگال نزدیک می‌شود و عموماً زیر ۷۵٪ کرنش است) اندازه‌گیری و مقایسه می‌شوند. اگرچه می‌توان این انرژی را باتوجه به حد انتگرال معادلهٔ (۱) تا هر محدوده‌ای حساب نمود. در پژوهش حاضر، مقدار انرژی جذب‌شده باتوجه به منحنی تنش- کرنش استخوان طبیعی، برابر ٦٥ درصد کل کرنش انتخاب شد. رفتار جذب انرژی تمام نمونه‌های استخوان مصنوعی و طبیعی در شکل (۱۷- الف) ارائه‌شده‌است. مشاهده می‌شود که رفتار جذب انرژی نمونهٔ S3 و نمونهٔ استخوان طبیعی بسیار نزدیک به هم

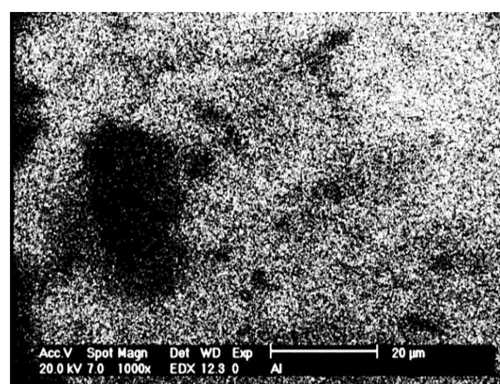
هستند، درصورتی‌که برای سایر نمونه‌ها اختلاف انرژی E_a با استخوان طبیعی بسیار زیاد و غیرقابل‌قبول است،حتی اگر تنش تسلیمی نزدیک به نمونهٔ استخوان طبیعی داشته باشند. با دقت در رفتار نمونهٔ S3 و استخوان طبیعی مشخص می‌شود که تا کرنش‌های ۳۰٪ رفتار هر دوی آن‌ها در جذب انرژی یکسان بوده‌است و از ۳۰٪ تا ۴۵ ٪ کرنش، اختلاف در رفتار جذب انرژی ظاهر می‌شود و از ۳۵ ٪ کرنش به بالا، جذب انرژی استخوان مصنوعی S3 بالاتر از استخوان مصنوعی قرار می‌گیرد. ازاین‌رو در هنگام تصادف در ریز ۳۰ درصد کرنش، رفتار این نمونهٔ S3 مشابه نمونهٔ استخوان طبیعی خواهد بود.



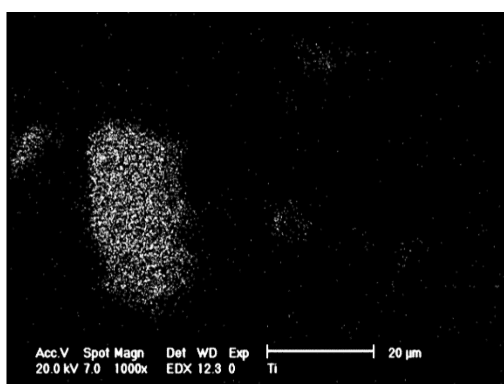
(الف)



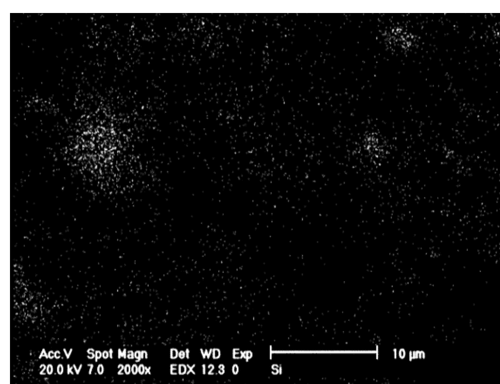
(ب)



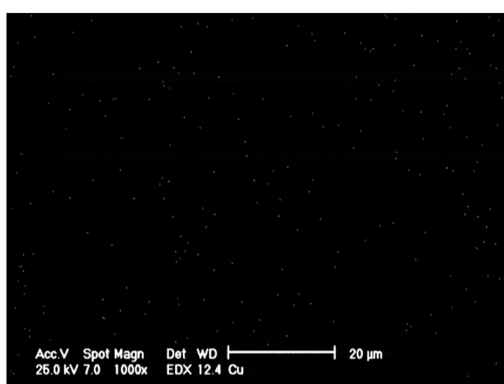
(ج)



(د)

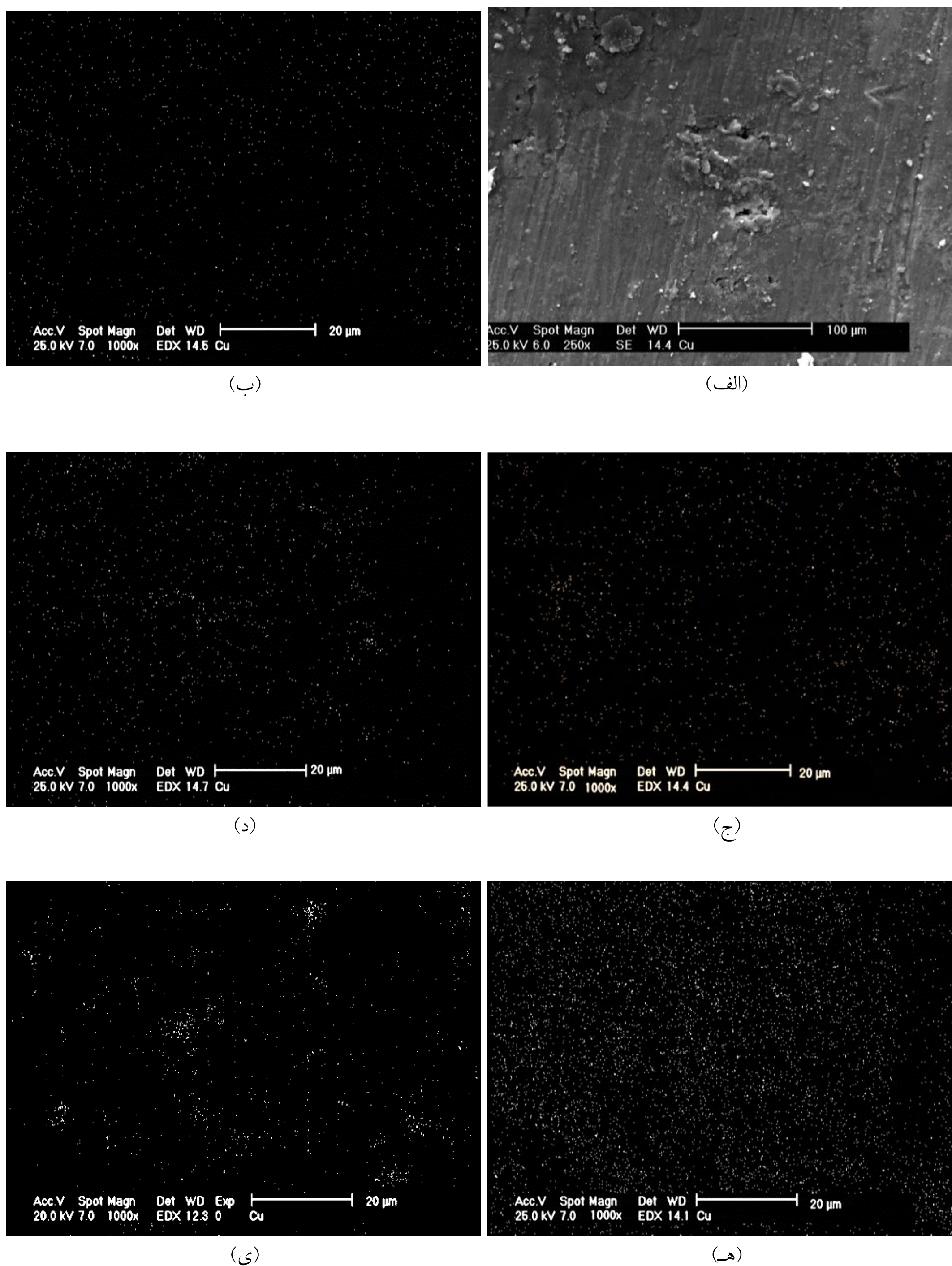


(هـ)



(ی)

شکل ۱۵ توزیع عنصری به‌کمک میکروسکوپ الکترونی در مد x-ray، در منطقهٔ فلاتی حباب‌های استخوان مصنوعی بدون عملیات حرارتی (شکل ٦– د)



شکل ۱۶ تغییرات توزیع عنصر مس به‌کمک میکروسکوپ الکترونی در مد x-ray، در یک نمونه با ترکیب شیمیایی ثابت طی عملیات پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس: (الف) نمونهٔ مورد آزمون، (ب) نمونهٔ بدون عملیات حرارتی، (ج) نمونهٔ S1 دو ساعت، (د) نمونهٔ S2 هفت ساعت، (هـ) نمونهٔ S3 پانزده ساعت (نمونهٔ منتخب)، (ی) نمونهٔ S4 بیست و چهار ساعت (Over age)

برای صـحه‌گذاری نمونهٔ منتخب در قدم بعدی تلاش شد که در یک میزان کرنش ثابت ۶۰ ٪ (نمودار شکل (۹) و (۱۰) مشاهده شود) مقدار انرژی جذب‌شدهٔ نمونه‌ها طی بارگذاری فشاری، اندازه‌گیری و با نمونهٔ استخوان طبیعی

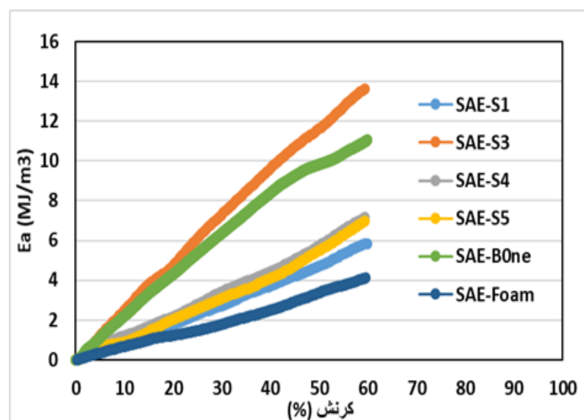
مقایسه شود. شکل (۱۷) نتایج این اندازه‌گیری را برحسب ژول بر مترمکعب، نشان می‌دهد.

همان‌طور که در متون علمی ذکر شده‌است مقدار انرژی جذب‌شده در آزمون فشار برای فوم‌های فلزی به ناحیهٔ فلاتی پس از تسلیم فوم تا مقدار کرنش چگالش وابسته است و هرچه این تنش در بین این دو نقطه (کرنش تسلیم تا کرنش چگالش) تغییر نکند و همراه با کار سختی نباشد، برای استفاده در جذب انرژی مطلوب‌تر است. منتهی فوم‌های مورد مصرف در پژوهش حاضر، همانند سایر فوم‌های آلومینیم با ساختار کریستالی FCC، رفتار ترد دارند و طی کرنش پلاستیک، دچار کار سختی همراه با شکست ساختار سلولی به‌صورت مداوم یا سیکلی می‌شوند و عملاً تنش در این ناحیهٔ فلاتی نوسان می‌کند. این رفتار مشابه رفتار استخوان طبیعی تازه است؛ لذا برای دقت بیشتر و اعتبارسنجی این ادعا، مقدار انرژی این ناحیه براساس معادلهٔ (۱) محاسبه و مقدار عددی این جذب انرژی برای استخوان‌های مصنوعی و استخوان تازهٔ گوسفندی، در شکل (۱۷) مقایسه شد. مطابق شکل (۱۷– الف) از مقایسهٔ جذب انرژی بین نمونه‌های مختلف عملیات حرارتی و نمونهٔ خام با نمونهٔ استخوان طبیعی مشخص می‌شود که نمونهٔ S3 بیش‌ترین جذب انرژی را دارد و نسبت‌به نمونهٔ استخوان طبیعی ۲۳٪ جذب انرژی بیشتری طی تغییر فرم در یک کرنش ثابت داشته‌است (۱۳/۶۰ در مقابل ۱۱/۸۵ مگاژول بر مترمکعب). درعین‌حال تنش متوسط پایا برای استخوان مصنوعی S3 برابر ۲۲/۱۰ مگاپاسکال و استخوان تازهٔ ساق پای گوسفند ۱۹/۴۱ است که بسیار به هم نزدیک هستند. در شکل (۱۷) دیده می‌شود که با افزایش زمان پیرسازی به‌علت تشکیل فازهای شبه‌پایداری که قبلاً بیان شد؛ تعداد رسوبات نانومتری شبه‌پایدار، تا زمان ۱۵ ساعت به‌صورت مداوم افزایش می‌یابد و بعدازآن، به‌علت پیوستن رسوبات نانومتری به همدیگر و تبدیل به فاز کاملاً پایدار تتا با ترکیب $CuAl_2$ در حد میکرون، به‌علت کاهش تعداد رسوبات شبه‌پایداری که وظیفهٔ قفل‌کردن صفحات اتمی را طی لغزش ناشی از بار فشاری دارند [20,25]، استحکام در نمونهٔ S4 و به تابعیت آن، انرژی جذب (سطح زیر منحنی تنش- کرنش) شدیداً افت می‌کند (از ۱۳/۶۵ به ۶/۹۸ مگا ژول بر مترمکعب می‌رسد) و تقریباً همانند نمونهٔ S1 می‌شود. این افت انرژیِ جذب همان‌طور که قبلاً بیان شد به‌علت پدیدهٔ بیش‌ازحد پیرسازی یا Over age است که از تبدیل رسوبات پراکندهٔ شبه‌پایدار نانومتری به رسوبات پایدار میکرونی (درشت شدن رسوبات) به‌وجود می‌آید. ازاین‌رو تأیید می‌شود که نمونهٔ استخوان مصنوعی منتخب، نمونهٔ S3 با ۱۵ ساعت عملیات حرارتی در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس است.

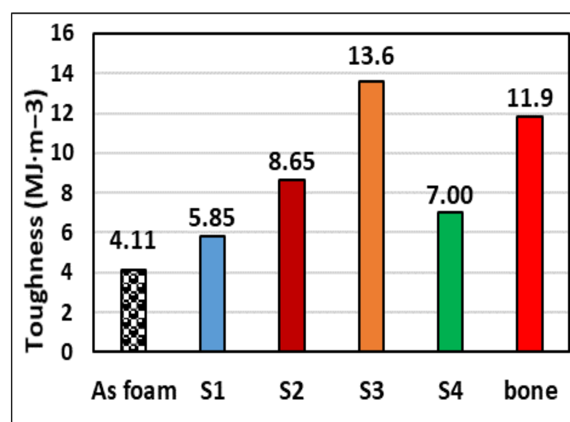
برای اطمینان از این مطلب، یک‌بار دیگر نمونهٔ استخوان مصنوعی تهیه شد و سیکل abgh از شکل (۲) روی نمونهٔ جدید انجام شد. سپس نمونهٔ جدید S3 تحت آزمون فشار در شرایطی همانند شرایط قبل قرار گرفت. منحنی تنش- کرنش مهندسی به‌دست‌آمده تا ۷۰٪ کرنش، مجدداً با نمونهٔ S3 قبلی مقایسه شد. شکل (۱۸–الف) مقایسهٔ این دو منحنی را در کنار یکدیگر نشان می‌دهد. مشخص است که رفتار این دو منحنی S3 قبلی و جدید بسیار به همدیگر نزدیک است و نتایج تکرارپذیری کم‌تر از ۸ درصد، اختلاف دارند. بنابراین بار دیگر شرایط عملیات حرارتی پیرسازی فوم آلیاژ A356-xwt.%Cu در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس به‌مدت ۱۵ ساعت به‌عنوان نمونهٔ منتخب برای جایگزینی به‌جای استخوان طبیعی تأیید می‌شود. در شکل (۱۸– ب) مقایسهٔ استخوان مصنوعی پیرسازی شده در کنار استخوان طبیعی گوسفند نشان داده‌شده‌است و تأییدی بر طراحی مناسب سیکل عملیات طراحی استخوان مصنوعی است.

به‌کمک انرژی جذب‌شده طی تغییر فرم استخوان‌های مصنوعی و طبیعی در شکل (۱۷) می‌توان مقدار تنش پایا یا فلاتی (Plateau Stress) را که از ویژگی‌های ساختاری متخلخل است، محاسبه نمود. ازاین‌رو اگر معیار کرنشِ ۶۰ درصد برای جذب انرژی مورد تأیید قرار گیرد، به‌کمک انرژی می‌توان مقدار تنش پایا را که از تقسیم سطح زیر منحنی تنش- کرنش بر طول ناحیهٔ کرنش ۶۰ درصد است،

به‌دست آورد (۲۹). نتیجهٔ این محاسبات در شکل (۱۹–الف) ارائه‌شده‌است. در این نمودار نیز به‌خوبی دیده می‌شود نمونهٔ S3 ازلحاظ تنش پایا به نمونهٔ استخوان تازهٔ طبیعی نزدیک‌تر است. در شکل (۱۹–ب) همچنین تنش تسلیم با مشخصهٔ اولین پیک انتهای ناحیهٔ الاستیک از نمودارهای تنش– کرنش شکل‌های (۹) و (۱۰) استخراج و در کنار تنش پایا ارائه‌شده‌است.

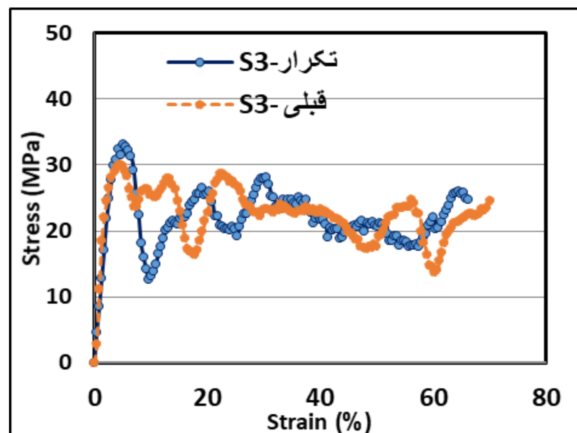


(الف)

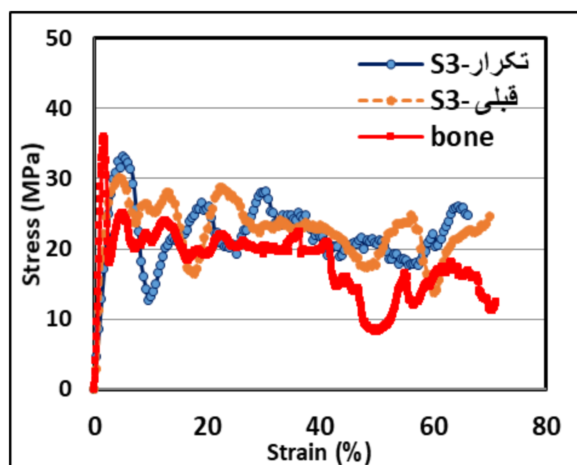


(ب)

شکل ۱۷ (الف) مقایسهٔ رفتار جذب انرژی SAE فشاری تا کرنش ثابت ۶۰٪ برای استخوان‌های طبیعی و مصنوعی، (ب) مقایسهٔ انرژی کل جذب‌شده طی بارگذاری فشاری از کرنش تسلیم تا کرنش ثابت ۶۰٪ (منطقه فلاتی) برای استخوان‌های طبیعی و مصنوعی

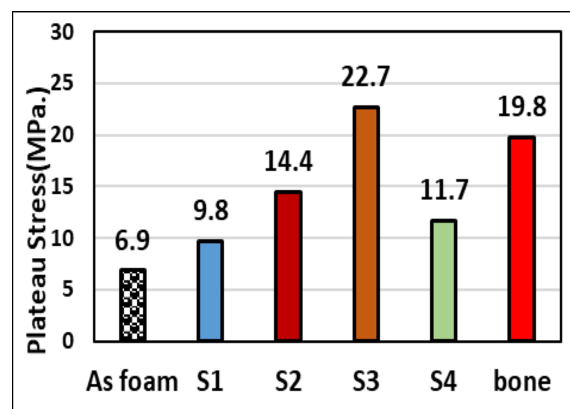


(الف)

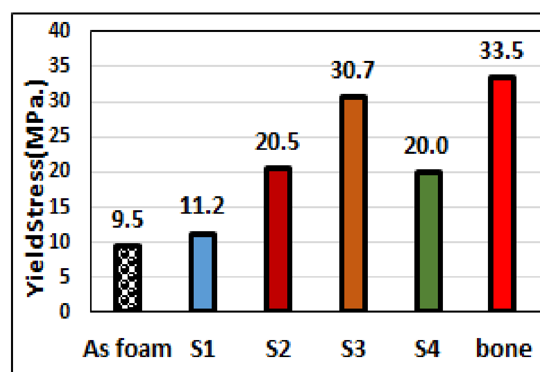


(ب)

شکل ۱۸ تکرارپذیری نمونهٔ S3 که تا کرنش ۷۰٪ رسم شده‌است: (الف) تکرارپذیری نمونهٔ S3، (ب) مقایسهٔ S3 بااستخوان طبیعی



(الف)



(ب)

شکل ۱۹ مقایسهٔ تنش‌ها بین استخوان‌های مصنوعی و طبیعی بر اساس انرژی جذب تا کرنش ثابت ۶۰٪، (الف) تنش پایا یا فلات T(Plateau) (ب) تنش تسلیم

نتیجه‌گیری

در این پژوهش با افزودن فلز مس به مذاب آلیاژ آلومینیم–سیلیسیم (A356 آمریکایی) و استفاده از مادهٔ حباب‌زای TiH_2، فوم فلزی سلول (حباب) بسته به‌صورت موفقیت‌آمیز تهیه شد. از این فوم‌ها، استخوان‌های مصنوعی با ابعاد کاملاً مشابه با ساق استخوان تازهٔ گوسفندی تهیه شد و هرکدام تحت عملیات حرارتی پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس در زمان‌های مختلف قرار گرفتند. استحکام فشاری و جذب انرژی شکست استخوان‌های مصنوعی، طی بارگذاری فشاری تک‌محوره، اندازه‌گیری شد و مقایسهٔ آن‌ها بااستخوان تازهٔ ساق گوسفند به شرح زیر است:

۱. استخوان مصنوعی تهیه‌شده، بدون داشتن سیکل عملیات حرارتی پیرسازی، دارای استحکام بسیار پایین‌تری نسبت‌به استخوان طبیعی تازه است. استحکام تسلیم استخوان مصنوعی تهیه‌شده از فوم A356+xwt.%Cu بدون پیرسازی، برابر ۹ MPa و استحکام تسلیم استخوان تازه ۳۳ MPa است.

۲. استخوان مصنوعی عملیات حرارتی‌شده با مشخصهٔ S3، مربوط به عملیات پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس و زمان ۱۵ ساعت، بهترین نمونه از لحاظ مشابهت رفتار مکانیکی بااستخوان طبیعی تازه است که طی فرایند بارگذاری فشاری قرار گرفته‌است.

۳. تنش پایا و تنش تسلیم برای نمونهٔ S3 به‌ترتیب برابر ۲۲/۷ و ۳۰/۷ مگاپاسکال هستند درحالی‌که برای استخوان طبیعی و تازهٔ ساق گوسفند به‌ترتیب ۱۹/۸ و ۳۳/۵ مگاپاسکال است و این اختلافِ خواص کم‌تر از ۸٪ است.

۴. انرژی جذب شکست تا کرنش ۶۰٪ طی بارگذاری فشاری شبه‌استاتیکی تک‌محوره، با سرعت فک ۲۰ میلی‌متر بر دقیقه طبق استاندارد بین‌المللی ISO 13314 برای مواد متخلخل، برای استخوان طبیعی موردنظر ۱۱/۹ MJ/m^3 و برای استخوان مصنوعی منتخب S3، برابر ۱۳/۶ MJ/m^3 است.

۵. مکانیزم افزایش استحکام استخوان‌های مصنوعی در دمای ۱۶۵ درجهٔ سلسیوس با زمان پیرسازی، تبدیل شبه‌رسوب (مناطق نانومتری GP) با غلظت بالای مس، به فازهای شبه‌پایدار θ'' و θ' رقیق از مس است.

۶. ادامهٔ زمان پیرسازی در استخوان‌های مصنوعی، به بالای ۱۵ ساعت، به‌علت تجمع و رشد رسوبات نانومتری فوق و تبدیل به رسوبات پایدار میکرومتری مانند $CuAl_2$، سبب کاهش ناگهانی استحکام استخوان‌های مصنوعی می‌شود.

۷. به‌کمک درصد مس در فوم فلزی سلول بسته A356+xwt.%Cu و تکنیک عملیات حرارتی پیرسازی می‌توان به استخوان‌های مصنوعی با استحکام موردنظر طراحان و مهندسان پزشک، در جای‌گذاری استخوان مصنوعی به‌جای استخوان طبیعی رسید.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله نویسندگان مقاله، از شرکت دانش‌بنیان علوم و فناوری های نوین رهیافت، بابت فراهم آوردن امکانات ریخته‌گری برای تهیهٔ فوم سلول‌بسته A356 و همچنین حمایت مالی آن شرکت، کمال تشکر و قدردانی را دارد. همچنین از همیاری آقای مهندس حسین سلطانی، حامد والی و خانم فائزه جوادزاده تشکر می نمایند

مراجع

1. Safadi, F. F., Barbe, M., Abdelmagid, S., Rico, M., Aswad, R. A., Litvin, J., et al., "Bone Structure,

Development and Bone Biology", In: Khurana JS, *editor. Bone Pathology. 2 ed. Philadelphia, U.S.A: Humana Press,* Pp. 1-50, (2009).

2. Marolt, D., Knezevic, M., Novakovic, G.V., "Bone Tissue Engineering with Human Stem Cells", *Stem Cell Res Ther*, Vol. 1(2), Pp. 1-10, (2010).
3. Kini, U., Nandeesh, B. N., "Physiology of Bone Formation, Remodeling and Metabolism", In: Fogelman I, Gnanasegaran, Gopinath, van der Wall, Hans (Eds.), editor. Radionuclide and Hybrid Bone Imaging. India, Chap. (2), Pp. 29-57, (2012).
4. Kheirallah, M., Almeshaly, H., "Bone Graft Substitutes for Bone Defect Regeneration", *A collective review. International Journal of Dentistry and Oral Science (IJDOS)*, Vol. 03(5) Pp. 247-57, (2016).
5. Julia Kenkre, J. B., "The Bone Remodelling Cyc", *Ann Clin Biochem*, Vol. 55(3), Pp. 308-27, (2017).
6. Alobeedallah, H., Ellis, J. L., Rohanizadeh, R., Coster, H. G. L., Dehghani, F., "Preparation of Nanostructured Hydroxyapatite in Organic Solvents for Clinical Applications", *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, Vol. 25(1), Pp. 12-9, (2011).
7. Armas, L. A. G., Lappe, J. M., Heaney, R. P., "Calcium, Bone Strength and Fractures", In: Orwoll ES, Bilezikian JP, Vanderschueren D, editors. Osteoporosis in men 2ed: Elsevier Inc, Pp. 235-41, (2010).
8. Warden, S. J., Davis, I. S., Fredericson, M., "Management and Prevention of Bone Stress Injuries in Long-Distance Runners", *J Orthop Sports Phys Ther*, Vol. 44(10), Pp. 749-65, (2014).
9. Oryan, A., Monazzah, S., Bigham-Sadegh, A., "Bone Injury and Fracture Healing Biology", *Biomedical Environ Sci*, Vol. 28(1), Pp. 57-71, (2015).
10. Guden M, Celik, E., Cetiner, S., Aydin, A., Metals Foams for Biomedical Applications: Processing and Mechanical Properties. Biomaterials. Advances in Experimental Medicine and Biology. 5532004. Pp. 257-66.
11. Matsushita, T., Fujibayashi, S., Kokubo, T., "Titanium Foam for Bone Tissue Engineering", In: Wen C, editor. Metallic Foam Bone: Processing, Modification and Characterization and Properties: Woodhead Publishing, Vol. 17, Pp. 10-130, (2017).
12. Madgule, M., Sreenivasa, C. G., Shivakumar, K.M., "A Review on Production of Aluminium Metal Foams", *International Conference on Advances Manufacturing*, Materials and Energy Engineering; 2-4 March; Karnataka, India: IOP Publishing Ltd, Vol. 376, Pp. 1-12, (2018).
13. Shahsavan, M., Mirbagheri, S. M. H., "Production of Open Cell Copper Foam and Assessment of Foam Substructure", *Journal of New Materials*, Vol. 8(31), Pp. 1-16, (2018).
14. Banhart, J., "Manufacture, Characterisation and Application of Cellular Metals and Metal Foams", *Progress in Materials Science*,Vol. 46, Pp. 559-632, (2001).
15. Ashby, M., Evans, T., Fleck, N., Hutchinson, J. W., Wadley, H. N. G., Gibson, L. J., "Metal Foams: A Design Guide", Amsterdam, The Netherlands: Elsevier; (2000).
16. Koloushani, M., Hedayati, R., Sadighi, M., Mohammadi-Aghdam, M., "CT-Based Micro-Mechanical Approach to Predict Response of Closed-Cell Porous Biomaterials to Low-Velocity Impact", *Journal of Imaging*,Vol. 4(3), Pp. 49-64 , (2018).

17. Mirzaali, M. J., Mussi, V., Vena, P., FlaviaLibonati, Vergani, L., "Strano M. Mimicking the Loading Adaptation of Bone Microstructure with Aluminum Foams", *Materials & Design*, Vol. 126, Pp. 207-18, (2017).
18. Mirzaali, M. J., Libonati, F., Vena, P., Mussi, V., Vergani, L. M., Strano. Investigation of the Effect of Internal Pores Distribution on the Elastic Properties of Closed-Cell Aluminum Foam: A Comparison with Cancellous Bone. Procedia Structural Integrity, Vol. 2, Pp. 1285-94, (2016).
19. Gibson, L. J., Ashby, M. F., "Cellular Solids: Structure and Properties", 2 ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press, (1997).
20. Mirbagheri, S. M. H., Vali, H., Soltani, H., "Heat Treatment of Closed-Cell A356+ 4 wt.% cu+ 2 wt.% Ca Foam and its Effect on the Foam Mechanical Behavior", *Journal of Materials Engineering and Performance*, Vol. 26(1), Pp. 14-27, (2016).
21. ISO 13314:2011. Mechanical Testing of Metals — Ductility Testing — Compression Test for Porous and Cellular Metals, (2011).
22. Kelly, A., Nicholson RB., Precipitation Hardening, *Progress in Materials Science.: Pergamon Press*, Chap:4, Pp. 171-203, (1963).
23. Zhu, X-H., Lin, Y. C., Wu, Q., Jiang, Y-Q., "Effects of Aging on Precipitation Behavior and Mechanical Properties of a Tensile Deformed Al–Cu Dlloy", *Journal of Alloys and Compounds*, Vol. 843, Pp. 23-39, (2020).
24. Gazizov, M., Kaibyshev, R., "Effect of Pre-Straining on the Aging Behavior and Mechanical Properties of an Al–Cu–Mg–Ag Alloy", *Materials Science and Engineering: A*, Vol. 625, Pp. 119-30, (2015).
25. Chung, T-F., Yang, Y-L., Hsiao, C-N., Li, W-C., Huang, B-M., Tsao, C-S., et al., "Morphological Evolution of GP Zones and Nanometer-Sized Precipitates in the AA2050 Aluminium Alloy", *International Journal of Lightweight Materials and Manufacture*,Vol. 1(3), Pp. 142-56, (2018).
26. Wang, S. C., Starink, M. J., Gao, N., "Precipitation Hardening in Al–Cu–Mg Alloys Revisited", *Scripta Materialia*, Vol. 54(2), Pp. 287-91, (2006).

۲۷. نیری، م.، خواجه علی، م.، میرباقری سمح.، «بررسی رفتار فشار شبه‌استاتیکی قوطی‌های پرشده با کامپوزیت فومی Al-Si-SiC-xFe»، مهندسی متالورژی و مواد، سال ۲۷، شمارهٔ ۲ ، صص. ۲٤– ۹، (۱۳۹۵).

۲۸. میرباقری، سمح.، والی، ح.، سلطانی، ح.، «خواص مکانیکی فوم فلزی A356 غنی‌شده با مس و اثر عملیات پیرسازی بر آن»، دورهٔ ۱۷، شمارهٔ ۵۳، بهار ، صص. ۵۵ –٤۹، (۱۳۹۳).

29. Salehi, M., Mirbagheri, S. M. H., Ramiani, A. J., "Deformation Behavior and Crashworthiness of Functionally Graded Metallic Foam-Filled Tubes under Drop-Weight Impact Testing", *Metallurgical and Materials Transactions A*, Vol. 51(10), Pp. 5120-38, (2020).